

## $^{192}\text{Ir}$ 高剂量率后装治疗剂量准确性的质量控制

冯仲芬 徐晓 刘芬

**【摘要】** 目前,  $^{192}\text{Ir}$  高剂量率后装治疗技术应用越来越广泛。与其他低剂量率放射源相比, 用它进行后装治疗时间短、分次剂量高。为确保治疗剂量的准确性, 介绍了一些对治疗机位置精度、时间精度和剂量精度进行质量控制的要求和方法。

**【关键词】** 铱放射性同位素; 近距离放射疗法; 辐射剂量; 质量控制

### Quality control of $^{192}\text{Ir}$ high dose rate afterloading brachytherapy dose veracity

FENG Zhong-su<sup>1</sup>, XU Xiao<sup>2</sup>, LIU Fen<sup>3</sup>

(1. Key Laboratory of Carcinogenesis and Translational Research Ministry of Education, Department of Radiation Oncology, Peking University School of Oncology; Beijing Cancer Hospital and Institute, Beijing 100142, China; 2. Department of Radiation Oncology, General Hospital of Tianjin Medical University, Tianjin 300052, China; 3. Department of Radiation Oncology, The People's Hospital of Inner Mongolia Medical College, Inner Mongolia 010050, China)

**【Abstract】** Recently,  $^{192}\text{Ir}$  high dose rate (HDR) afterloading are widely used in brachytherapy. The advantage of using HDR systems over low dose rate systems are shorter treatment time and higher fraction dose. To guarantee the veracity of the delivery dose, several quality control methods are described in this work. With these we can improve the position precision, time precision and dose precision of the brachytherapy.

**【Key words】** Iridium radioisotope; Brachytherapy; Radiation dosage; Quality control

随着后装治疗技术设备的发展和高活度源生产能力的提高, 高剂量率 (high dose rate, HDR) 后装技术的应用越来越广泛。目前, HDR 后装治疗主要采用  $^{192}\text{Ir}$  源, 它具有体积小、产生的  $\gamma$  射线能量适中 (400 keV) 等优点<sup>[1]</sup>, 但由于  $^{192}\text{Ir}$  源活度很高 ( $3.7 \times 10^{11} \text{MBq}$ ), 用它进行后装治疗时间短、分次剂量高。为确保治疗剂量的准确性, 减少放射并发症, 临床应用中应对治疗机的位置精度、时间精度和剂量精度进行严格的质量控制。

### 1 位置精度的质量控制

位置精度包括源到位精度和重建精度。近距离治疗剂量学遵循距离平方反比定律,  $^{192}\text{Ir}$  源治疗距离近, 近源 5 cm 内, 剂量梯度变化很大, 局部剂量分布很不均匀。1 mm 的施源器重建不确定性和 1.5 mm 的源位置不确定性在靠近施源器表面的

最大剂量不确定性可达 5%<sup>[2]</sup>。因此, 位置精度是确保剂量准确性的一个非常重要的因素。

#### 1.1 源到位精度

源到位精度可以采用源定位标尺和胶片双曝光两种方法进行检验。

(1) 源定位标尺法: 将治疗用的  $^{192}\text{Ir}$  源用假源代替, 并通过施源器与专用源定位标尺相连, 选取远端、中间、近端多点检测源到位精度。

(2) 胶片双曝光法: 可以采用双曝光的方法来验证驻留位置和定位标记的一致性。先将施源器紧粘到一个装有胶片的密封胶片封上, 运行 HDR 后装机, 在小于 1 s 的时间内将源送到数个预先设置的驻留位。接着, 将胶片和换上虚源标记的施源器放到 X 线机下, 胶片曝光、冲洗, 比较显影影像步长及其精度<sup>[3]</sup>。

采用上述两种方法可将源到位精度误差控制在 1 mm 内。

#### 1.2 重建精度

近距离治疗需要根据 CT、MRI、超声检查等三维影像资料勾画肿瘤靶区及重要组织和器官的轮

作者单位: 1. 100142, 北京大学临床肿瘤学院, 北京肿瘤医院暨北京市肿瘤防治研究所放疗科, 恶性肿瘤发病机制及转化研究教育部重点实验室 (冯仲芬); 2. 300052, 天津医科大学总医院放疗科 (徐晓); 3. 010050, 内蒙古医学院附属医院人民医院放疗科 (刘芬)

通信作者: 冯仲芬 (E-mail: fengzsj@126.com)

廓, 计划系统的重建精度将直接影响剂量计算的准确性。因此, 必须对这些重建技术进行验证。

计划系统的重建可采用商售的立方有机玻璃模体(图1)进行验证。它由6块厚为20 mm、边长为120 mm的正方形薄片组成, 每一薄片上有五个2 mm的空洞。空洞位置的精确性为±0.1 mm。对模体进行CT扫描, 重建各个空洞的位置。受CT扫描层厚和像素大小的影响, 应将重建精度控制在1 mm内<sup>[4]</sup>。

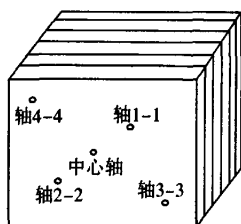


图1 重建精度验证模体

## 2 时间精度的质量控制

时间精度包括计时器精度和驻留时间精度。HDR后装治疗机多采用步进源系统, 该系统通过控制放射源在每一驻留位置的时间来改变剂量分布。因此, 系统的计时器精度和驻留时间精度将直接影响靶区及周围组织和器官剂量分布的准确性。

### 2.1 计时器精度

后装治疗机有两个计时器: 第一计时器采用倒计时, 它记录单个驻留点驻留时间; 第二计时器采用正计时, 它记录总驻留时间以及出源、退源时间。计时器的精度可以采用秒表分别检测5, 10, 20, 30, 100, 300 s时计时器的准确性和线性。通常误差要小于1%。

### 2.2 驻留时间精度

驻留时间的精度可以通过公式来验证。Kubo等<sup>[5]</sup>给出了简单的数学式用来检验单管治疗处方剂量在离管7.5~10 mm时总的治疗时间:

$$T = \alpha \frac{D}{S} \cdot (2.67 \cdot L + 78.6) \quad (1)$$

式中,  $\alpha$  为转换常数,  $\alpha = 3.7 \times 10^8 \text{ Bq} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{cGy}^{-1} \cdot \text{mm}^{-1}$ ;  $D$  为处方剂量;  $S$  为源活度;  $L$  为总的治疗长度。当处方剂量位于离管中心10 mm处时, 总治疗时间精度在±2%内。

Kubo等<sup>[5]</sup>用胶片剂量测定法发展了一个简单

的驻留时间模型, 用来计算单管插植时间:

$$T = \frac{D}{S} \cdot \left( \frac{L}{0.0537 \cdot L + 23.09} \right) \quad (2)$$

其中,  $D$ 、 $S$ 、 $L$  含义数学同式(1)。

## 3 剂量精度的质量控制

剂量精度包括源刻度精度和剂量计算精度。

### 3.1 <sup>192</sup>Ir源刻度及衰变修正

<sup>192</sup>Ir源的刻度是近距离治疗质量控制的重要环节。厂家提供的<sup>192</sup>Ir源出厂校准标准是≤10%, 这在临床上是难以接受的, 需要用现场剂量设备进行刻度。美国医学物理学学会第43号报告(American Association of Physicists in Medicine-TG43, AAPM-TG43)推荐用空气比释动能强度来进行刻度。空气比释动能强度与外观活度相比, 优点在于它与吸收剂量的单位一致, 而且在近距离条件下, 水中同一位置的比释动能与吸收剂量数值基本相等<sup>[6]</sup>。可以采用阱形电离室法或指形电离室法对<sup>192</sup>Ir源进行现场刻度。现场<sup>192</sup>Ir源校准标准是≤3%<sup>[7]</sup>。

(1) 阱形电离室法: 将校准过的阱形电离室置于机房中央, 使用前预置机房内30 min, 使其与环境气压、温度平衡; 开启剂量仪, 加300 V高压, 预热10 min; 使用专用导管, 将<sup>192</sup>Ir源传输到阱形电离室中, <sup>192</sup>Ir源在阱形电离室最佳位置驻留, 照射 $n$ 次( $n > 10$ ), 分别计算源的空气比释动能强度。

(2) 指形电离室法: 可以采用圆柱形的聚甲基丙烯酸甲酯模体, 用指形电离室测量介质中的剂量。<sup>192</sup>Ir源放在中心孔中, 黑色孔用来放置电离室, 测量深度以及源的放置深度位于体模的中间(图2)<sup>[7]</sup>。

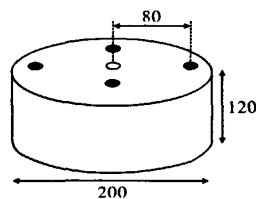


图2 圆柱形聚甲基丙烯酸甲酯模体(单位: mm)

<sup>192</sup>Ir源使用中要进行衰变修正, 放射源衰变系统自动修正与人工换算偏差应小于0.5%。

### 3.2 剂量的计算精度

AAPM-TG43<sup>[8]</sup>推荐的剂量计算模型为:

$$\dot{D}(r, \theta) = \Lambda S_k \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} F(r, \theta) g(r) \quad (3)$$

式中,  $\Lambda$  为剂量率常数,  $(r, \theta)$  为柱坐标系中感兴趣点(图3),  $(r_0, \theta_0)$  为参考点,  $S_k$  为源的空气比释动能强度,  $G(r, \theta)$  为几何因子,  $F(r, \theta)$  为各向异性函数,  $g(r)$  为辐射剂量函数。该计算模型基本遵循平方反比定律, 校正了  $\gamma$  射线散射、吸收以及源各向同性的影响, 未对组织不均匀性进行校正。

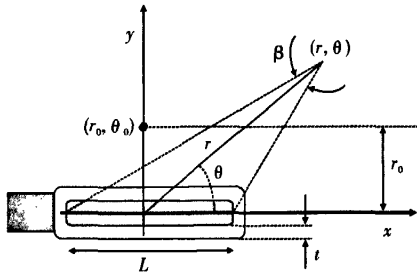


图3 近距离治疗剂量计算坐标系

根据上述剂量计算机制对治疗计划系统计算的结果进行验证, 在常规治疗计划的处方剂量点处, 用 AAPM-TG43 剂量计算机制计算的结果与临床治疗计划系统计算的结果误差在 3% 以内是可以接受的。

$^{192}\text{Ir}$  高剂量率后装治疗机的广泛应用及其内在的风险, 要求进行严格的质量控制, 以减少患者和医务人员风险, 防范医疗事故的发生, 给予肿瘤以准确的剂量照射, 提高放射治疗的效果。因此, 从位置精度、时间精度和剂量精度三方面进行严格的质量控制, 建立规范的质量保证程序, 是提高后装治疗剂量准确性的关键。

(上接第 362 页)

[16] 吴丽鹏. 食管癌三维适形放疗中肿瘤靶区移位及剂量学研究[D]. 河北医科大学硕士研究生学位论文, 2007.

[17] 胡逸民, 杨定宇. 肿瘤放射治疗技术[M]. 北京: 北京医科大学中国协和医科大学联合出版社, 1999: 120-133.

[18] Fiorino C, Foppiano F, Franzone P, et al. Rectal and bladder motion during conformal radiotherapy after radical prostatectomy [J]. *Radiother Oncol*, 2005, 74(2): 187-195.

[19] Muren LP, Smaaland R, Dahl O. Conformal radiotherapy of urinary bladder cancer[J]. *Radiother Oncol*, 2004, 73(3): 387-398.

[20] Georg P, Georg D, Hillbrand M, et al. Factors influencing bowel sparing in intensity modulated whole pelvic radiotherapy for gynaecological malignancies [J]. *Radiother Oncol*, 2006, 80 (1): 19-26.

[21] Kim TH, Chie EK, Kim DY, et al. Comparison of the belly board device method and the distended bladder method for reducing irradiated small bowel volumes in preoperative radiotherapy of rectal cancer patients[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2005, 62(3):

## 参 考 文 献

- [1] Podgorsak EB. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students [M]. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005: 463-464.
- [2] Pantelis E, Papagiannis P, Anagnostopoulos G, et al. Evaluation of a TG-43 compliant analytical dosimetry model in clinical  $^{192}\text{Ir}$  HDR brachytherapy treatment planning and assessment of the significance of source position and catheter reconstruction uncertainties[J]. *Phys Med Biol*, 2004, 49(1): 55-67.
- [3] Wilkinson DA. High dose rate (HDR) brachytherapy quality assurance: a practical guide[J/OL]. *Biomed Imaging Interv J*, 2006, 2(2): e34. <http://www.biiij.org/2006/2/e34/default.asp>.
- [4] Venselaar J, Pérez-Calatayud J. A practical to quality control of brachytherapy equipment [M]. Brussels(Belgium): European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, 2004: 224.
- [5] Kubo HD, Glasgow GP, Pethel TD, et al. High dose-rate brachytherapy treatment delivery: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.59 [J]. *Med Phys*, 1998, 25(4): 375-403.
- [6] Nath R, Anderson LL, Luxton G, et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43. American Association of Physicists in Medicine[J]. *Med Phys*, 1995, 22(2): 209-234.
- [7] Bochud F, Leemann B, Linder R, et al. Dosimetry and quality assurance in high dose rate brachytherapy with Iridium-192[M]. Swiss: Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics, 2005: 5-6.
- [8] Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, et al. Update of AAPM Task Group No.43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations[J]. *Med Phys*, 2004, 31(3): 633-674.

(收稿日期: 2008-05-06)

769-775.

- [22] Skala M, Berry M, Duchesne G, et al. Australian and New Zealand three-dimensional conformal radiation therapy consensus guidelines for prostate cancer[J]. *Australas Radiol*, 2004, 48 (4): 493-501.
- [23] Koper PC, Heembergen WD, Hoogeman MS, et al. Impact of volume and location of irradiated rectum wall on rectal blood loss after radiotherapy of prostate cancer[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2004, 58(4): 1072-1082.
- [24] Leong T, Willis D, Joon DL, et al. 3D conformal radiotherapy for gastric cancer-results of a comparative planning study[J]. *Radiother Oncol*, 2005, 74(3): 301-306.
- [25] Nuyttens JJ, Robertson JM, Yan D, et al. The variability of the clinical target volume for rectal cancer due to internal organ motion during adjuvant treatment[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2002, 53(2): 497-503.

(收稿日期: 2008-06-23)